



Metodologia a seguir per la reconstrucció d'imatges mèdiques i la seva transformació en geometries mallades per a l'ús computacional

Jordi.marce@upc.edu

Disposar d'una geometria bona i ben definida és essencial per a poder resoldre eficientment molts dels models computacionals i poder obtenir uns resultats comparables a la realitat del problema. La reconstrucció d'imatges mèdiques permet transformar les imatges obtingudes amb tècniques de captació a geometries en formats de dades numèriques. En aquest text s'explica de forma qualitativa les diverses etapes que formen el procés de reconstrucció d'imatges mèdiques fins a finalment obtenir una malla triangular per a poder-la processar en els algoritmes de càlcul.

Aquest procés s'inicia a l'escàner MRI de The Royal Brompton Hospital de Londres del que s'obtenen imatges per a després poder-les processar amb les eines CONGEN10 i SURFGEN per a un entorn MATLAB. Aquestes eines les han desenvolupat investigadors del Bioflow group del departament d'enginyeria aeronàutica del Imperial College of London i en l'últim apartat del text es comenta un exemple d'una artèria que entra com a imatge mèdica i surt com a malla triangular processable amb qualsevol programari o algoritme que treballi amb malles.

Tota aquesta informació es va obtenir en una estada de 4 mesos a l'Imperial College of London, sota la supervisió del Dr. Joaquim Peiró, membre del BioFlow Group, les visites al The Royal Brompton Hospital per presenciar diversos escàners MRI amb el suport del Dr. David Firmin i la visita al Dr. Antonio Corno del Alder Hey Royal Children Hospital de Liverpool.

To have a good and very clear-cut geometry available is essential for solving efficiently many of the computational models and obtaining results to compare with the reality of the problem.

The reconstruction of medical images allows transforming the images obtained with techniques of data acquisition into numerical format dates. This text explains, in a qualitative way, the stages of the medical images reconstruction process to obtain a triangular mesh. After, this mesh can be processed in calculation algorithms.

This process starts at MRI scanner of The Royal Brompton Hospital of London where the images are obtained for afterwards process them with the CONGEN10 and SURFGEN tools (environment MATLAB). These tools have been developed by the researchers of the BioFlow Group in the Department of Aeronautics of the Imperial college of London. In the last chapter, an example of artery is explained. It enters as a medical image and goes out as a triangular mesh processable with any software or algorithm.

All this information was obtained during a four months stage in the Imperial college of London, with the supervision of Dr. Joaquim Peiró (Bioflow group), several visits at The Royal Brompton Hospital working with a MRI scanner, with the supervision of Dr. David Firmin and a visit to Dr. Antonio Corno at the Alder Hey Royal Children Hospital of Liverpool.



Metodologia a seguir per la reconstrucció d'imatges mèdiques i la seva transformació en geometries mallades per a l'ús computacional

1. Introducció

Per a l'estudi de models computacionals, el disposar d'una bona geometria on aplicar les equacions matemàtiques de govern del problema és essencial per obtenir uns resultats comparables a la realitat del problema. A no ser que l'objectiu de l'estudi computacional sigui l'ús de models simplificats.

Moltes de les preguntes que un científic, un enginyer o un metge podrien fer-se referent a un seguit de dades específiques d'un òrgan o d'una part corporal poden ser respostes utilitzant tècniques de visualització apropiades i observant les imatges adequades, independentment de si les preguntes són qualitatives o quantitatives com en el cas de les simulacions numèriques basades en imatges a les que s'hi incorporen paràmetres que no poden ser obtinguts directament de la imatge en sí. Alguns exemples són: Camps bioelèctrics en electrocardiogrames o electroencefalogrames, propietats mecàniques en deformacions de teixits o propietats elèctriques en casos d'hipertèrmia.

En tots aquests casos és necessari assignar la informació de cada un dels vòxels a una estructura adequada de dades. En la literatura referent a la visió per computador aquest procés es divideix en dos passos: a) Una segmentació que descomposa el domini de la imatge en subconjunts i b) un etiquetatge que assigna nom a aquesta estructura.

En el cas que comentarem en aquets text, referent a la reconstrucció d'imatges mèdiques i la seva transformació en geometries mallades per a l'ús computacional, la segmentació de les

imatges mèdiques es realitza mitjançant talls en elles i l'etiquetatge d'aquesta informació en una geometria poligonal.



Figura 1 - Escàner MRI. The royal brompton Hospital, London

2. Tècniques de captació d'imatges mèdiques

Una imatge mèdica es defineix com el conjunt de tècniques i processos usats per crear imatges del cos humà o parts d'ell amb propòsits clínics (procediments mèdics que busquen revelar, diagnosticar o examinar malalties) o ciència mèdica (incloent l'estudi de l'anatomia normal i funció)¹.

En un context purament clínic, el concepte d'imatge mèdica està generalment associat a la radiografia però en el camp de la recerca científica, la imatge mèdica constitueix una subdisciplina de l'enginyeria biomèdica, la física mèdica o la medicina. Actualment existeixen diferents tecnologies de captació d'imatges mèdiques: fluoroscòpia, MRI (Imatges de ressonància magnètica), medicina nuclear, CT (tomografia computacional), PET (Tomografia per emissió de positrons) o ultrasons.

¹ http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_imaging

2.1 Fluoroscòpia

La Fluoroscòpia produeix imatges en temps real de les estructures internes del pacient mitjançant l'ús d'un fluoroscopi i de forma similar a la radiografia però utilitzant font de raigs X i una pantalla fluorescent entre les que el pacient es situa. Es pot acoblar un intensificador d'imatges de raigs X o sistemes de captació d'imatges digitals en format vídeo per obtenir una imatge més acurada i en format de pel·lícula (figura 2a).

2.2 Imatges de ressonància magnètica (MRI)

La ressonància magnètica nuclear és un fenomen físic basat en les propietats magnètiques que posseeixen els nuclis atòmics, de forma que permet alinear els camps magnètics de diferents àtoms en la direcció d'un camp magnètic extern. La resposta resultant d'aquesta pertorbació externa és el fenomen que s'estudia i s'interpreta per a obtenir les imatges de ressonància magnètica (imatge 2b).

2.3 Medicina nuclear

En la medicina nuclear s'utilitzen imatges procedents d'una càmera "gamma" (que obté imatges de la distribució dels raigs gamma obtinguts de l'emissió de radionúclids) per detectar regions d'activitat biològica que sovint estan associades a malalties (imatge 2c).

2.4 Tomografia computacional (CT)

Originàriament coneguda com a tomografia computacional axial, és una metodologia que utilitza la tomografia per generar imatges tridimensionals mitjançant un procés de digitalització de la geometria de grans sèries de Raigs X bidimensionals presos al voltant d'un únic eix de rotació (imatge 2d).

2.5 Tomografia per emissió de positrons (PET)

La Tomografia per emissió de positrons és utilitzada per detectar certes malalties al cervell. Les exploracions del PET es veuen sovint al llarg d'exploracions laterals de tomografies computacionals (CT), que es poden realitzar en el mateix equip sense haver de moure el pacient i permeten que els tumors detectats es puguin veure amb la resta d'anatomia explorada (imatge 2e).

2.6 Ultrasons

L'ultra sonografia mèdica utilitza ones de altes freqüències entre 2 i 10 MHz que estan reflectides pels teixits variant l'angle i produint a imatges 2D. Sovint son utilitzades per visualitzar el fetus dels embarassos, per els òrgans abdominals, genitals i venes de les cames (imatge 2f).

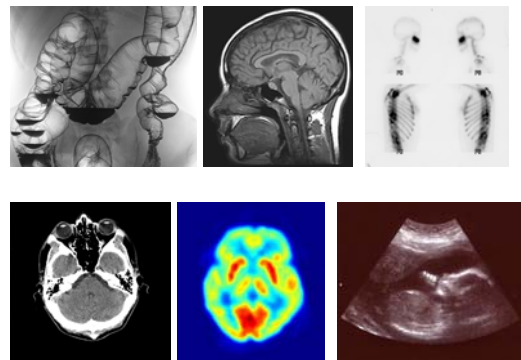


Figura 2 - Imatges mèdiques: a) Fluoroscòpia, b) Ressonància magnètica, c) Medicina nuclear, d) Tomografia Computacional, e) Tomografia per emissió de positrons i f) ultrasons

2.7 Observacions

Per a la captació d'imatges mèdiques en finalitats biomèdiques sobre les quals es voldrà treballar a posteriori reconstruint-les en formats d'imatge digital, malles d'elements finits o malles de visualitzacions en 3D són utilitzades diverses d'aquestes tècniques, tot i que a efectes pràctics la més utilitzada i recomanada són les provinents de la ressonància magnètica i de la tomografia per la més precisió en els resultats observats.

En la practica clínica i en la recerca mèdica les imatges provinents de ressonàncies

magnètiques (MRI) son utilitzades per distingir teixits patològics (com per exemple tumors al cervell) dels teixits normals. Un dels molts avantatges de les exploracions MRI es que és inofensiu per al pacient, comparat amb exploracions CT o de raigs X que involucra l'ús de dosis de radiacions ionitzants.

Tot i que CT proveeix una resolució espacial bona (habilitat de distingir dues estructures en una distància molt petita de separació entre elles), l'MRI proveeix un millor contrast de resolució (habilitat de distingir les diferències entre dos teixits similars però no idèntics teixits). Els ultrasons, tot i que proveeixen menys informació anatòmica que tècniques com el CT o l'MRI té diferents avantatges per a utilitzar com a primers tests en nombroses situacions i per observar l'evolució al llarg del temps del moviment a estudiar.

3. Reconstrucció d'imatges

La reconstrucció d'imatges mèdiques és els procediments que ens permeten convertir les imatges obtingudes mitjançant les tècniques explicades en l'apartat anterior a mallats geomètrics necessaris per la visualització, anàlisi i simulacions. Tot procés de reconstrucció d'imatges mèdiques està format per diverses parts:

- Obtenció de les imatges mèdiques
- Segmentació de les imatges
- Reconstrucció geomètrica
- Processat de la malla

Les imatges mèdiques digitals en tres dimensions (que són el tipus de dades que actuen com a font principal) són dades de valors escalars a cada punt de la imatge que poden ser mapejades en escala de grisos o de colors com a mecanisme d'interpretació que es redueixen a imatges en dues dimensions per tal de poder-les visualitzar. Les tècniques de reducció més comunes són: talls d'imatges, renderitzat

d'Iso-superfícies, projecció de màxima intensitat i renderitzat directe del volum.

Els **talls d'imatge** (o "slicing") no és res més que mostrar les imatges en dues dimensions mitjançant talls planars perpendiculars a un dels eixos. És una tècnica molt intuïtiva que permet mostrar simultàniament les imatges dels múltiples plans (figura 3).

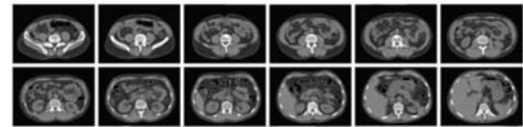


Figura 3 - Talls d'imatge de la cavitat toràcica

El **renderitzat d'isosuperfícies** utilitza una funció de transferència per mapejar els valors escalar amb colors del renderitzat en tres dimensions, d'aquesta forma les imatges resulten molt més atractives a la vista.

Altres tècniques alternatives són la **projecció de màxima intensitat** en la que la imatge en tres dimensions es projecta en un pla en el que s'ha buscat la màxima intensitat cromàtica per ressaltar parts de la imatge i el **renderitzat de volum complet**, que no és res més que considerar les dades de volum com a un gas semitransparent en el que cada punt de les dades se li assigna unes propietats d'emissió i absorció depenent del valor de la dada (figura 4).

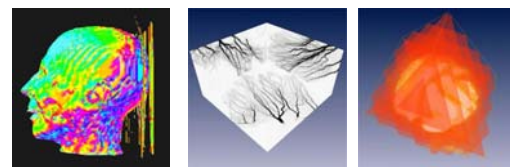


Figura 4 - Renderitzat d'iso-superfícies b) Projecció de màxima intensitat i c) Renderitzat de volum complet

3.1 Segmentació de les imatges

En el camp de l'anàlisi d'imatges, la segmentació és la partició d'una imatge digital en múltiples regions d'acord amb un

criteri donat. La finalitat de la segmentació és localitzar objectes d'interès i, malauradament, molts dels algorismes de segmentació que existeixen són massa simples per obtenir uns resultats acurats.

Un algoritme de segmentació analitza cada una de les imatges en funció de l'escala de grisos i crea les corbes de contorn de la part que se li indica. Normalment, aquest part destaca de la resta d'imatge per el color. A l'exemple es pot veure com l'eina **CONGEN10** ha detectat el contorn de dues artèries creant les corbes de contorn (figura 5). Aquestes corbes de contorn ja s'emmagatzemen com a dades numèriques.

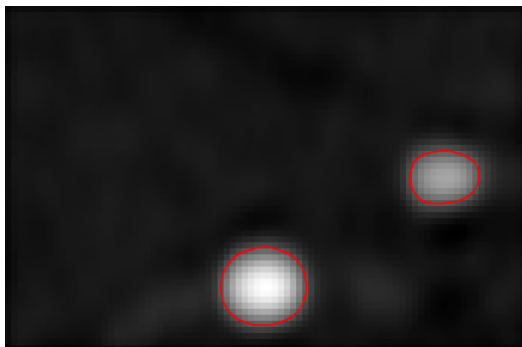


Figura 5 - Contorn de dues artèries detectat amb CONGEN10

Avui en dia, en pràcticament la majoria de les segmentacions d'imatge en recerca mèdica i biològica es fa completament manual o amb mètodes semiautomàtics que requereixen un cert grau d'intervenció manual ja que una solució general per la segmentació d'imatges mèdiques i biològiques encara no s'ha trobat.

3.2 Reconstrucció geomètrica

Els models poligonals són prerequisits essencials per moltes visualitzacions, anàlisi i simulacions tècniques. En particular son utilitzats com a models d'entrada en generadors de mallats que produeixen malles aptes per al càlcul en elements finits o altres tècniques numèriques. En aquest text ens basarem en la reconstrucció de malles triangulars, ja

que són les més comunament usades i les més fàcils de tractar en els acoblaments poligonals. A més, d'una malla triangular sempre es pot obtenir una malla quadrada utilitzant tècniques de generació automàtica de malles.

La generació triangular de superfícies mallades es realitza mitjançant algorismes que han de tenir en compte tres requeriments principals:

- **Consistència:** Les superfícies han de ser consistents i topològicament correctes. No han de tenir forats, interseccions en ella mateix o amb polígons mal orientats
- **Forma:** La malla ha de tenir una forma acurada i sovint s'han d'utilitzar tècniques d'allisament (smooth)
- **Qualitat:** Sobretot si s'ha d'utilitzar en simulacions numèriques, la malla hauria de complir criteris de qualitat de mallat com per exemple el rati d'aspecte, el rati de longitud, distribució estàndard dels angles o desviació estàndard de la desviació dels costats, tots ells criteris habituals en malles triangulars.

Una selecció de criteris de qualitat de malla es pot trobar a l'apèndix del document.

S'ha de tenir en compte que el compliment de cada un d'aquests criteris pot suposar la violació dels altres. Existeixen diferents algorismes de reconstrucció geomètrica, sobretot basats en l'extracció d'isosuperfícies [3,4,5,6] i problemes relacionats com la poligonització de superfícies implícites [2] o la computació de malles complexes a partir d'envolvents [8].

3.3 Obtenció del mallat

A partir dels algorismes de reconstrucció geomètrica explicats s'obté una triangulació de la imatge mèdica inicial. A

partir d'aquí, l'adaptació d'aquesta geometria als requeriments del problema que es vol afrontar consisteix bàsicament en convertir aquesta triangulació al format que es desitja. Si el què es desitja és una malla quadrilàtera, existeixen diferents mètodes de conversió de malles triangulars a malles d'aquest tipus, com els mètodes de transformació de Rank o els de fissió elemental [7].

El mètode de Rank (figura 6) comprén dues estratègies per transformar triangles a quadrilàters. Ambdues són extremadament fàcils d'implementar i poden ser combinades per formar algoritmes simples, eficients i robustos. La primera estratègia es basa en dividir un triangle en tres elements quadrilàters i la segona en combinar dos triangles per crear un element quadrilàter per finalment dividir aquest en quatre elements quadrilàters.

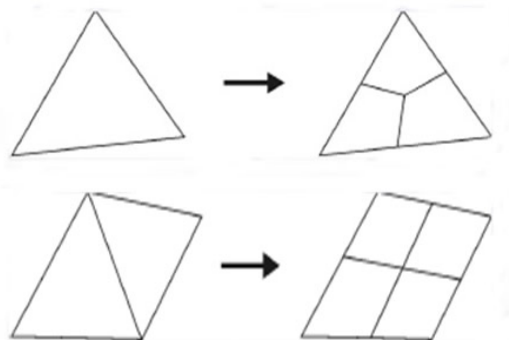


Figura 6 - Estratègies 1 i 2 per al mètode de Rank

Els mètodes de fissió elemental (figura 7) apareixen per eliminar la possibilitat de crear triangles aïllats en primera instància enlloc d'haver-los d'eliminar. Es basa en un element triangular en el qual s'insereix un node al centre de l'element per crear tres elements triangulars en el seu interior i després aplicar els algoritmes del mètode de Rank o d'altres per crear elements quadrilàters.



Figura 7 - Fissió elemental d'elements triangulars

4. Exemple d'aplicació

L'exemple d'aplicació que s'exposa ha estat desenvolupat amb material i imatges del Departament d'Enginyeria Aeronàutica de l'Imperial College of London².

S'utilitzen un conjunt d'imatges mèdiques en format DICOM, que és un format estàndard per a aquest tipus d'imatges (figura 8). Per a la reconstrucció i segmentació s'utilitzen els paquets d'eines CONGEN10 i SURFGEN d'aplicació amb el software MATLAB 7.1®

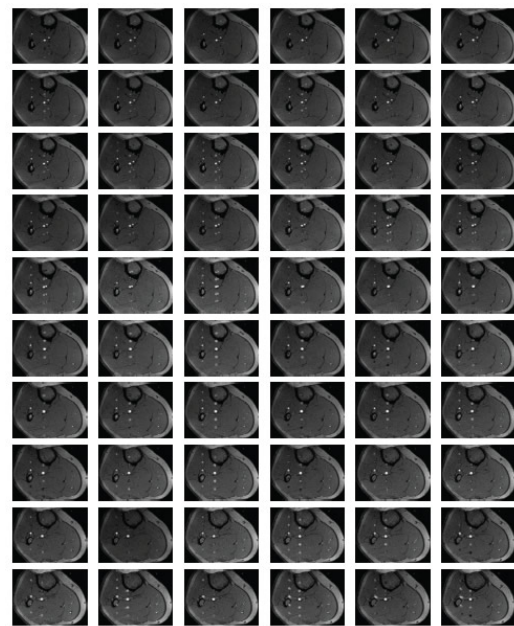


Figura 8 - Talls d'imatges al llarg d'un eix en format DICOM d'una artèria

El paquet CONGEN10 serveix per a la segmentació d'aquestes imatges. És una eina desenvolupada per el BioFlow group de l'Imperial College of London (Alessandro Radaelli) basada en la plataforma MATLAB. El programa detecta el contorn de les parts de diferent color de la imatge DICOM i crea

²<http://www2.imperial.ac.uk/ssherw/bioflow/imageToCFD/index.html>

automàticament unes corbes de contorn. Tot i aquesta detecció automàtica, és necessari una intervenció manual per, o bé confirmar o bé modificar aquestes corbes. Per a la modificació de les corbes de contorn detectades automàticament el programa té un seguit d'eines per dibuixar manualment els contorns o bé determinar manualment quin és el llindar de blanc o gris (anomenat *k-mean*) que delimita aquest contorn. La sortida del programa és un conjunt de corbes com les que es mostren a la figura 9.

El paquet SURFGEN s'utilitza per a la reconstrucció d'aquestes corbes de contorn. És una eina basada en la plataforma MATLAB que inclou diversos processos de reconstrucció geomètrica i eines de processats de mallats desenvolupada per el BioFlow group de l'Imperial College of London (Mattia Gazzola, Sergio Giordanna i Alessandro Radaelli). Per millorar la qualitat dels resultats es recomana utilitzar la opció de triangulació enlloc de l'avaluació de la funció implícita i després fer un llisament de la superfície utilitzant tècniques *smoothing*.

Finalment s'obté un fitxer de text amb totes les posicions dels nodes de la malla i amb la matriu de connectivitat dels elements creats suficient per adaptar-lo al problema computacional que es vulgui resoldre.

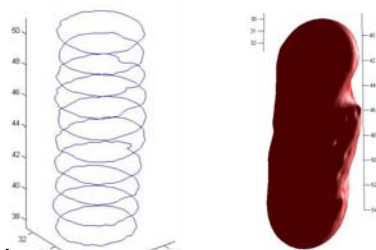


Figura 9 - Línies del contorn obtingudes mitjançant CONGEN10 i superfície obtinguda amb SURFGEN

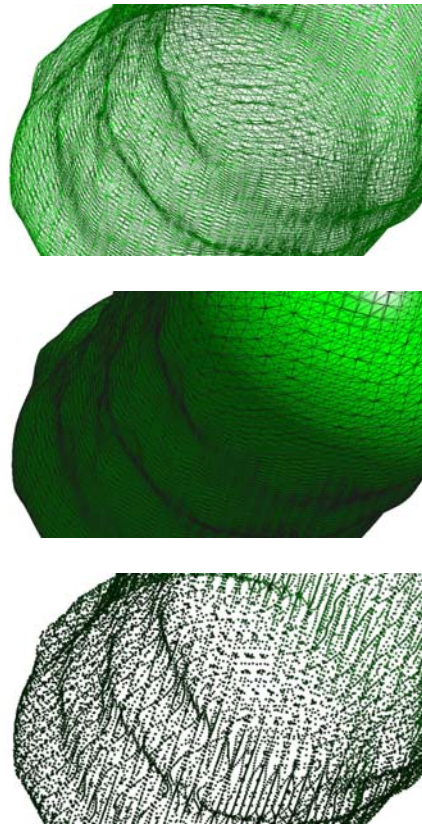


Figura 10 - Detall de la malla triangular obtinguda en la reconstrucció geomètrica

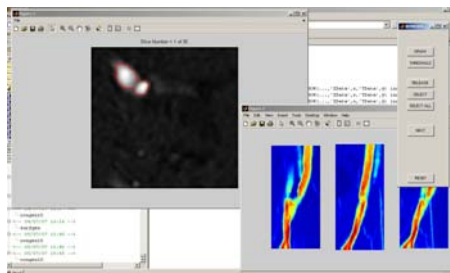
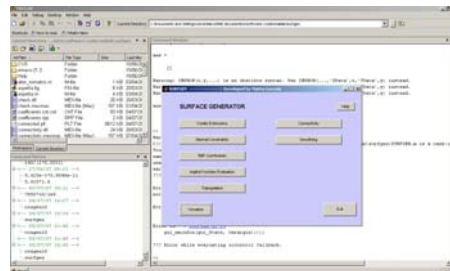


Figura 11 - Pantalla de les aplicacions CONGEN10 i SURFGEN

Apèndix. Indicadors de la qualitat de la malla

A la literatura [7] existeixen diversos paràmetres per avaluar la qualitat de la malla: Indicadors de qualitat de l'element o mesuradors de la forma de la malla. Aquests poden ser utilitzades per construir un indicador global de la qualitat de la malla global del problema, bé sigui obtenint els diversos indicadors i limitar un valor mínim de qualitat [9] o avaluar la mitja dels diversos indicadors de qualitat [1]. Alguns dels mesuradors de forma per a elements triangulars són els següents:

- a. **Ratio d'aspecte:** es defineix com

$$Q = \alpha \frac{h_{\max}}{\rho}$$

on h_{\max} és el costat més llarg del triangle, ρ és el radi del crecle inscrit en el triangle i α el factor de normalització per assegurar que un triangle equilàter té un valor de $Q=1$.

- b. **Ratio de longitud:** És el ratio del cantó més petit del triangle enfront el valor mig dels seus costats.

$$Q = \frac{h_{\min}}{\bar{h}}$$

- c. **Desviació estàndard dels angles:** definida com,

$$\sigma_a = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_a} (\alpha_i - 60^\circ)^2}{n_a}}$$

on α_i són els angles de la triangulació i $n_a = 3n_t$ on n_t és el número de triangles

- d. **Desviació estàndard de la longitud dels costats:**

$$\sigma_L = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_t} (L_i^1 - \bar{L}_i)^2 + (L_i^2 - \bar{L}_i)^2 + (L_i^3 - \bar{L}_i)^2}{3n_t}}$$

on L_i són els costats del triangle, \bar{L} la mitja dels costats i n_t el número de triangles.

Referències

- [1] J. Dompierre, P. Labbe, F. Guibault, and R. Camarero. proposal of benchmarks for 3d unstructured tetrahedral mesh optimization. Rapport cerca r98-91, École Polytechnique Montréal, Centre de Recherche en Calcul Appliqué, 1998.
- [2] T.A. Galyean. An interactive volumetric modeling technique. Computer Graphics, 25:267-274, 1991.
- [3] W.E. Lorensen and H.E. Cline. Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. Computer Graphics, 21(4):163-169, 1987.
- [4] C. Montani, R. Scateni, and R. Scopigno. Discretized marching cubes. In R. D. Bergeron and A. E. Kaufman, editors, Proceedings of the Conference on Visualization, pages 281-287, Los Alamitos, CA, USA, October 1994. IEEE Computer Society Press.
- [5] D. Moore and J. Warren. Mesh displacement: An improved contouring methods for trivariate data. Technical Report COMP TR91-166, Department of Computer Science, Rice University, September 1991.
- [6] B.K. Natarajan. On generating topologically consistent isosurfaces from uniform samples. The Visual Computer, 11:52-62, 1994.
- [7] B.H.V. Topping, J. Muylle, P. Iványi, R. Putanowicz, and B. Cheng. Finite element mesh generation. Saxe-Coburg Publications, 2004.
- [8] W. E. Lorensen W. J. Schroeder and S. Linthicum. Implicit modeling of swept surfaces and volumes. In R.D. Bergeron and A.E. Kaufman, editors, Proceedings of the Conference on Visualization, pages 40{45, Los Alamitos, CA, USA, October 1994. IEEE Computer Society Press.
- [9] P.D. Zavattieri, E.A. Dari, and G.C. Buscaglia. Optimization strategies in unstructured mesh generation. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 39:2055-2071,19

